

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平8-503381

(43)公表日 平成8年(1996)4月16日

(51)Int.Cl.

A61B 17/38

識別記号

片内整理番号

P I

7507-4C

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 84 頁)

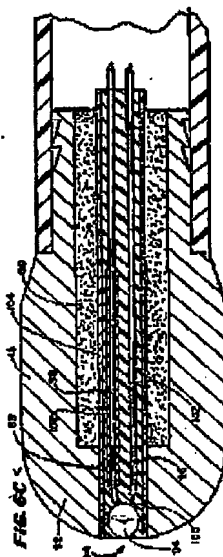
(21)出願番号 特願平5-508741  
 (86) (22)出願日 平成4年(1992)11月5日  
 (85)優先文提出日 平成6年(1994)4月28日  
 (86)国際出願番号 PCT/US92/09355  
 (87)国際公開番号 WO93/08755  
 (87)国際公開日 平成5年(1993)5月19日  
 (31)優先権主張番号 07/790,578  
 (32)優先日 1991年11月8日  
 (33)優先権主張国 米国 (US)  
 (81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, SE), AU, CA, JP

(71)出願人 イービー テクノロジーズ, インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94088, サニーベール, ボトレロ アベニュー 350  
 (72)発明者 エドワーズ, スチュワート ジェイ.  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94024, ロス アルトス, オースティン アベニュー 1081  
 (72)発明者 スターン, ロジャー エイ.  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 95014, カバーティノ, パロ ビスタ ロード 10418  
 (74)代理人 弁護士 山本 秀康

(54)【発明の名称】 絶縁された温度感知素子を有する切除電極

(57)【要約】

切除電極(16)は、切除されるべき組織の量を測定する温度感知素子(94)を有している。温度感知素子に隣接する熱絶縁素子(88)が、温度感知素子(94)と電極(16)との間の熱エネルギーの移動を遮断する。従って、温度感知素子は電極(16)の周囲のサーマルマスによって影響されずに温度を測定する。



(2)

特許平8-503381

## 【特許請求の範囲】

1. エネルギー放出体と、  
該エネルギー放出体上の温度感知手段と、  
該エネルギー放出体と該温度感知手段との間に設けられており、該温度感知手段と該エネルギー放出体との間からの熱エネルギーの移動を遮断する熱絶縁手段と、  
を備えている切除電極。
2. 前記温度感知手段が、前記エネルギー放出体上に設けられた1つよりも多くの温度感知素子を有しており、  
前記熱絶縁手段が、該温度感知素子の少なくとも1つと連結されている、  
請求項1に記載の電極。
3. 前記熱絶縁手段が、前記温度感知素子の全てと連結されている、請求項2に記載の電極。
4. 前記温度感知手段がサーミスタを有している、請求項1に記載の電極。
5. 前記エネルギー放出体がウェルを有し、  
前記温度感知手段が該ウェルを占有し、  
前記熱絶縁手段が、前記温度感知手段と該ウェルの内壁との間に設置されている、  
請求項1に記載の電極。
6. 前記温度感知手段がサーミスタを有し、  
前記熱絶縁手段が、ボアと、該ボア内の該サーミスタを覆う熱絶縁スリーブとを有している、請求項5に記載の電極。
7. 切除エネルギーの供給源と、  
組織と接触し、該切除エネルギーを該組織に放出する電極手段と、  
を備えている組織を切除するシステムであって、該電極手段が、  
エネルギー放出体と、  
該エネルギー放出体上の温度感知手段と、  
該エネルギー放出体と該温度感知手段との間に設けられており、該温度感知手

(3)

特表平8-503381

段と該エネルギー放出体の間からの熱エネルギーの移動を遮断する熱絶縁手段と

、  
該温度感知手段を用いて組織温度を測定するモニタ手段と、を有しているシステム。

8. 前記モニタ手段によって測定された前記温度に基づいて制御信号を発生する制御手段をさらに有している、請求項7に記載のシステム。

9. 前記モニタ手段が、測定された組織温度の時間に対する変化を記録する、請求項7に記載のシステム。

10. 前記温度感知手段が、前記エネルギー放出体上に設けられた1つよりも多くの温度感知素子を有しており、

前記熱絶縁手段が、該温度感知素子の少なくとも1つと連結されており、

前記モニタ手段が、該温度感知手段の全てを用いて前記温度を測定する、

請求項7に記載のシステム。

11. 前記モニタ手段が、前記温度感知手段からの信号をマルチプレクス化する手段を有している、

請求項10に記載のシステム。

12. 測定された前記温度を、ユーザが判読できる形式で表示する手段をさらに有している、

請求項7に記載のシステム。

(4)

特表平8-503381

**【発明の詳細な説明】**

絶縁された温度感知素子を有する切除電極

**産業上の利用分野**

本発明は、一般的にはカテーテル及び関連する電力源に関する。さらに特定の  
には、本発明は、身体の内部領域で操縦及び操作された後、治療を目的とする損  
傷を形成するようにエネルギーを伝達する切除カテーテルに関する。

**発明の背景**

今日の医療処置において、医師は、目的とする組織範囲を切除するように身体  
の内部領域へアクセスするために、カテーテルを用いている。医師にとっては、  
組織を切除するために用いられる体内でのエネルギー放射を慎重且つ正確に制御  
することが重要である。

カテーテルに対する慎重且つ正確な制御の必要性は、心臓内の組織を切除する  
処置の間は特に重大である。電気生理学的治療と呼ばれるこれらの処置は、心臓  
のリズム障害を治療するためにさらに広く用いられてきている。

これらの処置の間、医師はカテーテルを大静脈又は大動脈（典型的には、大動  
脈）を通して、治療されるべき心臓の内部領域へ進める。次に、医師は操縦機  
構をさらに操作して、カテーテルの末端に取り付けられた電極が、切除されるべ  
き組織に直接接するようにする。医師は、組織を削除して損傷を形成するように  
、ラジオ波エネルギーを電極の先端から組織を通して不閉電極へ放射する。

心臓の切除は、切除電極からのエネルギーの放射を正確にモニタして制御する  
ような性能を特に、必要とする。

**発明の要旨**

本発明は、切除電極、および該切除電極に付随し、改良された組織温度感知能  
力を有するシステムを提供する。改良された組織温度感知能力によって、組織温  
度に基づくシステム制御機能が強化される。

切除電極はエネルギー放出体を有する。温度感知素子は、放出体の上に設置さ  
れている。該素子は、電極によって切除される組織の温度を感知する。

本発明によれば、電極は、放出体と温度感知素子の間に設置された熱絶縁素子

(5)

特許平8-503381

を有する。該熱絶縁素子によって、温度感知素子と放出体との間の熱エネルギーの移動が遮断される。

一実施例では、電極体上に複数の温度感知素子が形成されている。少なくとも1つ、好ましくは全ての温度感知素子が熱的に絶縁されている。

上記の電極を組み込んだシステムは、電極上の熱的に絶縁された温度感知素子を用いて組織温度を測定するモニタを有する。

熱的に絶縁された温度感知素子は、電極の周囲のサーマルマスの影響を受けることなく、実際の組織温度を測定する。

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明の特徴を実施する、組織を切除するためのシステムを示す斜視図、

図2は、このシステムのための発生器並びに付随するモニタ及び制御回路を示す概略図、

図3は、このシステムのための電力モニタ及び制御回路を示す概略図、

図4は、このシステムのための組織インピーダンスモニタ及び制御回路を示す概略図、

図5A及び図5Bは、このシステムのための組織温度モニタ及び制御回路を示す概略図、

図6AからCは、組織の温度を測定するためにこのシステムと共に用いられ得る電極であって、熱的に絶縁された温度感知素子を有する電極を示す図、

図7AからCは、組織の温度を測定するためにこのシステムと共に用いられ得る電極であって、熱的に絶縁された温度感知素子を複数個有する電極を示す図、並びに、

図8AからCは、組織の温度を測定するためにこのシステムと共に用いられ得る電極であって、心臓の弁部分において用いられるような空間的形状を有しており、熱的に絶縁された温度感知素子を複数個有する電極を示す図である。

#### 好ましい実施例の説明

図1は、本発明の特徴を実施する、人体の組織に対して切除を行うためのシス

(6)

特表平8-503381

テム10を示している。システム10は、ラジオ波エネルギーを送達するラジオ波発生器12を備えている。システム10はまた、ラジオ波放射用先端電極16を有する操縦可能なカテーテル14を備えている。

図示される実施例において、システム10は単極モードで動作する。この構成において、システム10は、スキンパッチ電極を備えている。この電極は不図第2電極18として機能する。使用に際して、不図電極18は、患者の背中又はその他の外部皮膚領域へ付着する。

或いは、システム10は、双極モードにおいて動作することもできる。このモードにおいては、カテーテル14に両方の電極が設けられている。

図示される実施例において、切除電極16及び不図電極18はプラチナからなる。

システム10は、多くの異なる環境において用いられ得る。本明細書では、心臓の切除治療を行うために用いられる場合のシステム10を説明する。

この目的で使用される場合、医師は、大静脈又は大動脈（典型的には大腿動脈）を通してカテーテル14を治療されるべき心臓の内部領域へ進める。次に、医師は、先端電極16が切除対象の心臓内の組織に接するように配置するためにカテーテル14をさらに操作する。ユーザは、接触した組織上に損傷を形成するために、先端電極16内へ発生器12からラジオ波エネルギーを送る。

図1に示される実施例において、カテーテル14は、ハンドル20、ガイドチューブ22、及び先端24を備えており、先端24には先端電極16（以下では切除電極とも呼ばれる）が設けられている。ハンドル20はカテーテル先端24のた

めの操縦用機構26を内蔵している。ハンドル20の後方から延びているケーブル28はプラグ（不図示）を有している。プラグは、切除電極16へラジオ波エネルギーを送るために、カテーテル14を発生器12に接続する。ラジオ波は、損傷を形成するように組織に熱を加える。

左右の操縦用ワイヤ（不図示）が、操縦用機構26を先端24の左右側に相互

(7)

特表平8-503381

接続するように、ガイドチューブ22を通して延びている。操縦用機構26を左に回転させると左操縦用ワイヤが引っ張られ、先端24が左へ曲げられる。同様に、操縦用機構26を右へ回転させると右操縦用ワイヤが引っ張られ、先端24が右へ曲げられる。このように、医師は、切除されるべき組織に接するように切除電極16を操縦する。

発生器12は、主分離型変圧器32を通して第1及び第2の伝導線34及び36に接続されているラジオ波電力供給源30を備えている。

図示される環境において、電力供給源30は、500kHzの周波数で50ワットまでの電力を送達する。第1の伝導線34は切除電極16まで続いている。第2の伝導線36は不関パッチ電極18まで続いている。

#### 実際の及び見かけ上のラジオ波電力のモニタ

図2及び図3に示すように、システム10は、発生器12によって患者へ送達されるラジオ波電流及びラジオ波電圧を測定するための第1のモニタ手段38を備えている。第1のモニタ手段38はまた、RMS（二乗平均された）電圧（単位ボルト）、RMS電流（単位アンペア）及び実際の位相敏感電力（単位ワット）を示す制御信号を導出し、発生器12の他の制御機能を支援する。

第1のモニタ手段38は、各種構造及び構成とすることができる。図示される実施例において、第1のモニタ手段38は、第1の線34から組織を通して第2の線36へ通過する（つまり、切除電極16から不関パッチ電極18への）ラジオ波電流を測定するための電流モニタ手段40を備えている。

第1のモニタ手段38はまた、電圧モニタ手段42を備えている。電圧モニタ手段42は、第1及び第2の伝導線34及び36の間（つまり、切除電極16と不関パッチ電極18との間）に発生されるラジオ波電圧を測定する。

第1のモニタ手段38は、3個の制御出力44、46及び48を有している。第1の制御出力44は、切除電極16によって伝導されるRMS電流を表す信号を伝える。

第2の制御出力46は、切除電極16と不関パッチ電極18との間のRMS電圧を表す信号を伝える。

(8)

特表平B-503381

第3の制御出力48は、切除電極16によって伝送される実際の位相敏感電力を表す信号を伝える。

図示される実施例において（図2及び図3に示すように）、電流モニタ手段40は、第2の伝導線36において接続される分離された電流感知変圧器50を有している。この構成において、電流感知変圧器50は、切除電極16を通して不関パッチ電極18へ通過するラジオ波電流を直接測定する。

測定される値は選択された速度で変化するラジオ波信号であり、図示される実施例においては500kHzである。

電流感知変圧器50は、第1の制御出力44へ接続されており、RMS電流を求める。第1の制御出力44は、この機能を行うために累積回路のRMSコンバータ52を備えている。RMS電流コンバータは先ず、電流感知変圧器50からのラジオ波電流入力信号を二乗し、次に、二乗された信号をユーザ規定の期間にわたって平均化する（図示される実施例においては約0.01秒に一度である）。RMS電流コンバータ52は次に、平均二乗値の平方根を取る。得られる出力はRMS電流を表す。